

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭63-234937

⑬ Int. Cl.⁴A 61 B 1/04
G 02 B 23/24

識別記号

370

庁内整理番号

7305-4C
B-8507-2H

⑭ 公開 昭和63年(1988)9月30日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全8頁)

⑮ 発明の名称 電子内視鏡装置

⑯ 特 願 昭62-69911

⑰ 出 願 昭62(1987)3月24日

⑱ 発 明 者 宮 崎 昭 彦 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑳ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進

明 細 書

1. 発明の名称

電子内視鏡装置

2. 特許請求の範囲

固体撮像素子を用いて撮像した撮像信号をカラーモニタで表示する電子内視鏡装置において、

特定の色信号を生成するマトリックス回路と、このマトリックス回路で生成した色信号に対し、輪郭強調を行う輪郭強調手段とを設けたことを特徴とする電子内視鏡装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は特定の色から変化する境界を際立たせる輪郭強調手段を設けた電子内視鏡に関する。

〔従来の技術〕

近年、ファイババンドルを用いてイメージガイドを形成した光学的な内視鏡(ファイバ스코ープともいう)に代わり、CCD等の固体撮像素子を撮像手段に用いた内視鏡(電子内視鏡又は電子スコープと記す。)が種々提案されている。

上記電子内視鏡は、ファイバ스코ープに比べて画像の記録とか再生が容易であるし、画像処理等が容易である等、多くの利点を有し、今後広く普及する状況にある。

ところで、従来のテレビカメラ等においては、撮像されたR、G、B色信号から、輝度信号Yと色差信号R-Y、B-Yを生成し、この輝度信号Yに輪郭強調処理を行なうことによって、画質の解像度を向上させることが行なわれている。同様に、上記電子内視鏡においても、輪郭強調を行なうようにしたものがあるが、例えば面順次方式の電子内視鏡では、撮像されたR、G、B色信号それぞれの輪郭強調量が同一であった。

〔発明が解決しようとする問題点〕

しかしながら、前述のように、輝度信号Yのみに、あるいは、R、G、B色信号のそれぞれに同一量に、輪郭強調を行なうと、各色成分が共通に輪郭強調される。そのため、例えば、ある特定の色成分が病変部を特徴づけている場合であっても、この特定の色成分以外の色成分も輪郭強調され、

この特定の色成分の変化が目立たなくなってしまう、診断に適した処理画像が得られないという問題点がある。

このため本出願人は例えば特願昭61-181630号において、R、G、Bそれぞれで輪郭強調を行う関連技術例を提案した。

〔発明が解決しようとする問題点〕

上記関連技術例では、R、G、B独立に輪郭強調を行うことができるが、3つが独立であるため、体腔内の正常部位の近傍の色相近傍で輪郭強調を行う場合には、色相設定可能範囲が広すぎ、目標とする色相に設定するのに手間がかかる場合が起こり得る。

本発明は上述した点にかんがみてなされたもので、煩しい操作を必要とすることなく、病変部等を識別できるように輪郭強調できる電子内視鏡装置を提供することを目的とする。

〔問題点を解決する手段及び作用〕

本発明では撮像手段の出力信号から、体内部位等、輪郭強調を行う色相に対応した色信号を生成

する色信号生成手段と、この色信号のレベル変化に対し、輪郭強調を行う輪郭強調手段とを設けて、前記撮像手段の出力信号における特定の色信号成分のレベル変化部分に対し輪郭強調を行うようにしている。

〔実施例〕

以下、図面を参照して本発明を具体的に説明する。

第1図ないし第5図は本発明の第1実施例に係り、第1図は第1実施例の電子内視鏡装置を示し、第2図は色を色差座標で表わしたベクトルスコープを示し、第3図は輪郭強調用色信号を生成するマトリックス回路の構成を示し、第4図は輪郭強調用エンハンス回路の1例を示し、第5図は第4図の動作説明図を示す。

第1図に示すように第1実施例の電子内視鏡装置1は、体腔内に挿入できるように細長に形成した挿入部を備えた電子内視鏡2と、この電子内視鏡2のユニバーサルコードが接続されるビデオプロセッサ部3と、このビデオプロセッサ部3の出

力信号によって、体腔内部位4等の被写体を表示する図示しないカラーモニタとからなる。

上記ビデオプロセッサ部3内には面順次式的光源部5と信号処理部6とが収納されている。

上記電子内視鏡2の挿入部内には照明光を伝送するライトガイド7が挿通され、光源部5から一方の端面に供給された照明光を伝送し、先端面から体腔内部位4に向けて照明光を照射する。この光源部5は白色ランプ8と、このランプ8の白色光を赤、緑、青の波長の光、つまりR、G、Bの照明光にする赤、緑、青の色透過フィルタが設けられた回転フィルタ9とを有し、この回転フィルタ9は図示しないモータにより回転駆動される。従って、この回転フィルタ9を通し、ライトガイド7の入射端にはR、G、Bの照明光が供給され、ライトガイド7で伝送されたこのR、G、Bの照明光によって、体腔内部位は順次照明される。しかして、照明された体腔内部位4等の被写体は、対物レンズ11でCCD12等の固体撮像素子の撮像面に結像される。このCCD12の光電変換

出力は、プリアンプ13で増幅され、信号ケーブルを経て信号処理部6を形成するプリプロセス回路14に入力される。このプリプロセス回路14に入力された信号は、この回路内のホワイトバランス回路でホワイトバランスの補正が行われ、さらに γ 補正回路で γ 補正等の信号処理が行われた後、A/Dコンバータ15によってディジタル信号に変換される。このディジタル信号に変換された信号は、フレームメモリ16に、R、G、Bの照明のもとでそれぞれ撮像された信号が1フレームごとに書き込まれる。しかしてこのフレームメモリ16に書き込まれた信号データは同時に読出され、D/Aコンバータ17によってR、G、Bのアナログ信号に変換される。このR、G、Bの信号はマトリックス回路18に入力され、輝度信号Yと色差信号R-Y、B-Yに変換される。

ところで、上記D/Aコンバータ17によって変換されたR、G、B色信号は特定の色信号を生成するためのマトリックス回路21に入力され、輪郭強調を行う色に対する色信号Sが生成される。

この色信号Sは例えばライトガイド7の出射端から照明する体腔内部位4部分の色を表わす色信号である。

上記マトリックス回路21の出力信号Sは、エンハンス回路22に入力され、輪郭強調が行われて、体腔内部位4部分の色のレベル変動に対し、輪郭強調成分が出力される。

上記マトリックス信号18を通して生成された輝度信号と、エンハンス回路22を通して輪郭強調された信号とは加算器23で加算され、マトリックス回路18から出力される色差信号R-Y、B-Yと共に逆マトリックス回路24及びNTSCエンコーダ25にそれぞれ入力される。

上記逆マトリックス回路24に入力された信号は、RGB3原色信号として出力され、一方NTSCエンコーダ25に入力された信号は、NTSC複合映像信号として出力される。

ところで、第1実施例の主要部となるマトリックス回路21は、実際の体腔内部位4の色に対応して設定される。例えば、照明されている体腔内

部位4の色が第2図に示すようにR-Y軸とB-Y軸を座標軸とするベクトルスコープ上において、マゼンタであると、この色はB-Y軸から61°の所にあるので、B-Y軸を61°回転すると、回転の式により、

$$\begin{pmatrix} \cos 61^\circ & -\sin 61^\circ \\ \sin 61^\circ & \cos 61^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B-Y \\ R-Y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 61^\circ & -\sin 61^\circ \\ \sin 61^\circ & \cos 61^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B-Y \\ R-Y \end{pmatrix}$$

になる。

$$\begin{aligned} \text{従って、} \cos 61^\circ (B-Y) - \sin 61^\circ (R-Y) = \\ 0.485(B-Y) - 0.875(R-Y) = 0.485B - 0.875R + 0.39Y \text{ になる。} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{一方、} Y = 0.30R + 0.59G + 0.11B \text{ であるから、} \\ \cos 61^\circ (B-Y) - \sin 61^\circ (R-Y) = 0.758R + 0.23G + 0.528B \end{aligned}$$

となる。これがマゼンタの軸となり、マトリックス回路21として第3図のような構成にすれば良い。色信号Rは抵抗R1を介して、トランジスタQ1のベースに印加される。このトランジスタQ1のベースは抵抗R2を介して接地されている。又、色信号G、Bは、それぞれ抵抗R3、R4を

介してこのトランジスタQ1のエミッタに印加される。このトランジスタQ1のコレクタは抵抗R5を介して正の電源端Vccに接続され、このトランジスタQ1のエミッタは抵抗R6を介して負の電源端-Vccに接続されている。又、このトランジスタQ1のコレクタは低インピーダンスに変換して出力するためのエミッタフォロワを形成するトランジスタQ2のベースに接続される。このトランジスタQ2のコレクタは正の電源端Vccに接続され、そのエミッタは抵抗R7を介して負の電源端-Vccに接続されると共に、信号出力端に接続されている。

上記構成のマトリックス回路21では、色信号G、Bに対してトランジスタQ1はベース接地となり、正転出力となる。このベース接地の増幅度Aは $R5 / (R3 // R4) = R5 / (R3 + R4) / R3 \cdot R4$ となり、抵抗R3を経て入力されるG信号に対しての増幅度AGは

$$A \cdot R4 / (R3 + R4) = R5 / R3 \dots \textcircled{1}$$

となる。ここで、例えばR3//R4は並列接続の

抵抗R3とR4の合成抵抗値を表わす。

$$\begin{aligned} \text{同様にBの信号に対しての増幅度ABは} \\ A \cdot R3 / (R3 + R4) = R5 / R3 \dots \textcircled{2} \end{aligned}$$

となる。

一方、Rの信号に対して、トランジスタQ1はエミッタ接地となり、反転出力となる。このRの信号に対する増幅度ARは

$$\begin{aligned} -R5 / (R3 // R4 // R6) \times R2 / (R1 + R2) \\ = -R2R5 / (R4R6 + R3R6 + R3R4) / (R3R4R6(R1 + R2)) \dots \textcircled{3} \end{aligned}$$

となる。

$$\begin{aligned} \text{従って、} AR : AG : AB = \textcircled{3} : \textcircled{1} : \textcircled{2} = -0.758 : 0.23 : 0.528 \text{ となるように抵抗} R1 \sim R6 \text{ を選定すれば良い。} \end{aligned}$$

上記マトリックス回路21は、マゼンタの色信号成分を抽出し、この色信号成分のレベル変化に応じてこの回路から出力される信号レベルも変化する。このマトリックス回路21の出力信号は、エンハンス回路22で輪郭強調される。このエンハンス回路22は、例えば第4図に示す構成である。

第4図に示すように、輪郭強調用エンハンス回路22は、入力信号を遅延させる第1及び第2のディレイライン(DL)31、32と、入力信号とこれら直列接続したディレイライン31、32の出力信号とを加算する加算器33と、この加算器33の出力信号を $1/2$ にして反転する $1/2$ 反転器34と、この $1/2$ 反転器34の出力信号と前記第1のディレイライン31の出力信号とを加算する加算器35と、この加算器35の出力信号を所定の大きさに掛算する掛算器36と、この掛算器36の出力信号と前記第1のディレイライン31の出力信号とを加算して出力する加算器37と、強調量設定回路38とからなる。

この強調量設定回路38は、電源39と、この電源39に接続された可変抵抗40とから構成されており、前記可変抵抗40で分圧されたDC電圧を前記掛算器36の掛算設定端子に印加している。

上記エンハンス回路22の動作を第5図を参照して説明する。

での輪郭強調量を任意に設定することができる。なお、前記可変抵抗40は、マイコン制御等の電子ボリュームを用いることもできる。

なお、前述のように第1及び第2のディレイライン31、32が入力信号を1画素分遅延させる場合は、画面水平方向の輪郭が強調される。また、前記第1及び第2のディレイライン31、32の遅延量は1画素よりも大きくても良く、遅延量を大きくすると低い周波数成分の輪郭を強調することができる。さらに、前記第1及び第2のディレイライン31、32の遅延量を水平走査線1本分にすることにより、画面垂直方向の輪郭を強調することができる。また、エンハンス回路22を2船用い、一方で画面水平方向の輪郭強調を、他方で画面垂直方向の輪郭強調を行なうようにすれば、2次元的な輪郭強調が可能である。

このように構成された第1実施例によれば、マトリックス回路21によって、体腔内部位4等、特定の色信号を生成し、この色信号のレベル変化に対し、エンハンス回路22で選択的に輪郭強調

例えば(a)に示すような入力信号は、第1及び第2のディレイライン31、32により、それぞれ(b)、(c)に示すように例えば1画素分ずつ遅延される。2画素分遅延された第2のディレイライン32の出力信号(c)と、入力信号(a)とを加算器33で加算して出力信号(d)が得られる。この加算器33の出力信号(d)を $1/2$ 反転器34で $1/2$ にして反転して出力信号(e)が得られる。そして、この $1/2$ 反転器34の出力信号(e)と、前記第1のディレイライン31の出力信号(b)とを加算器35で加算すると、輪郭強調成分(f)が得られる。この輪郭強調成分(f)は、掛算器36で所定の大きさに設定され、加算器37で、前記第1のディレイライン31の出力信号(b)と加算され、輪郭強調された出力信号(g)が得られる。

前記掛算器36で掛算量は、強調量設定回路38の可変抵抗40より入力されるDC電圧レベルによって決定される。従って、前記可変抵抗40を調整することにより、上記エンハンス回路22

を行うようにしてあるので、例えば病変部位等、体腔内部位4の正常部位と、同じ明るさ(明度で)色相がわずかに変化している部位があると、マトリックス回路21の出力信号レベルが変化し、この出力信号のレベル変化に対し、エンハンス回路22によって輪郭強調が行われる。従って、この第1実施例を用いると、病変部を効果的に際立たせることができ、病変部を見落すことを防止でき、病変部の状態をより詳しく知ることができ、診断する場合に有力な手段となる。

第6図は本発明の第2実施例の電子内視鏡装置51を示す。

この実施例では、モザイクフィルタ52がCCD12の撮像面に設けられた電子内視鏡53で使用できるものである。ビデオプロセッサ部54内の白色光源部55を形成する白色ランプ56の白色光は、コンデンサレンズ57で集光されてライトガイド7の入射端面に照射され、ライトガイド7の出射端から体腔内部位4等の被写体を白色光で照明する。

モザイクフィルタ52を設けたCCD12の撮像面に結像される被写体像は、モザイクフィルタ52で色分解される。しかして、光電変換された信号は、プリアンプ13で増幅された後、ビデオプロセッサ部54を形成するローパスフィルタ(LPF)61に入力されて輝度信号Yが抽出されると共に、バンドパスフィルタ(BPF)62に入力されて色差信号成分が抽出される。

上記ローパスフィルタ61を通して出力される輝度信号YはAGC回路63によって、出力レベルが適正レベルに保持され、さらにγ補正回路64によって、一般には0.45傾きにγ補償された輝度信号Yにされる。

一方、バンドパスフィルタ62の出力信号は、線順次であり、線順次同時化回路65によって、同時化された後、ホワイトバランス回路66に入力されてホワイトバランス化された色差信号R-Y、B-Yが生成される。しかして、色差信号R-Y、B-Yは特定の色信号生成用マトリックス回路71に入力され、特定の色信号Sが生成され

Q4のエミッタは出力端に接続されている。

上記構成のマトリックス回路71では、色差信号B-Yに対する増幅度A_{B-Y}は、

$$A_{B-Y} = R_{14} / R_{13} \quad \cdots \cdots ④$$

になる。また、色差信号R-Yに対する増幅度A_{R-Y}は

$$A_{R-Y} = -R_{14} / (R_{13} // R_{15}) \times R_{12} / (R_{11} + R_{12}) \\ - R_{12} R_{14} / (R_{13} + R_{15}) / (R_{13} R_{15} (R_{11} + R_{12})) \quad \cdots \cdots ⑤$$

になる。従って、A_{B-Y} : A_{R-Y} = ④ : ⑤ = 0.485 : -0.875 になるように、抵抗R₁₁ ~ R₁₄を選定すれば良い。

上記マトリックス回路71は、マゼンタの色に対してレベルが変化するようにになっている。この信号をエンハンス回路22によって輪郭強調され、マゼンタの色のレベル変動に対し、輪郭強調成分を取り出す。この輪郭強調成分は加算器23によって、上記輝度信号Yと加算され、色差信号R-Y、B-Yと共にNTSCエンコーダ25に入力され、NTSC複合映像信号として出力される。

この第2実施例の作用効果は上記第1実施例と

る。つまり、ライトガイド7によって、照明されている体腔内部位4部分の色と同一の色を表わす色信号Sが生成される。例えばその色がマゼンタである場合には、第1実施例と同様に、0.485(B-Y) - 0.875(R-Y)がマゼンタ輪になる。従って、この場合のマトリックス回路71は、第7図に示すような構成にすることができる。色差信号R-Yは抵抗R₁₁を介してトランジスタQ3のベースに印加される。このベースは抵抗R₁₂を介して接地されている。一方、色差信号B-Yは抵抗R₁₃を介してトランジスタQ3のエミッタに印加される。このトランジスタQ3のコレクタは抵抗R₁₄を介して正の電源端V_{cc}に接続され、そのエミッタは抵抗R₁₅を介して負の電源端-V_{cc}に接続されている。また、このトランジスタQ3のコレクタはエミッタフォロウを形成するトランジスタQ4のベースに接続されている。このトランジスタQ4のコレクタは正の電源端V_{cc}に接続され、エミッタは抵抗R₁₆を介して負の電源端-V_{cc}に接続されている。尚、このトランジスタ

ほぼ同様のものとなる。

尚、第1実施例あるいは第2実施例におけるマトリックス回路21あるいは71は、第3図あるいは第7図に示すものに限らず、例えば演算増幅器(OPアンプと記す。)を用いて形成することもできる。例えば、第6図のマトリックス回路71として、第8図に示すマトリックス回路81を用いても良い。

つまりOPアンプ82は色差信号R-Yに対し、抵抗R₂₁、R₂₂とで反転アンプを形成し、一方OPアンプ83は色差信号B-Yに対し、抵抗R₂₃、R₂₄とで非反転アンプを形成する。これらアンプ82、83の出力は加算器84に入力され、加算して色信号Sが出力される。この場合は反転アンプの増幅度は-R₂₂/R₂₁となり、一方非反転アンプの増幅度は(R₂₃+R₂₄)/R₂₃となり、これらは例えばマゼンタの色に対し、その比が-0.875 : 0.485 になるように選定される。

尚、このマトリックス回路81では、例えば抵

抗 R_{21} が固定抵抗 R と、この抵抗 R_0 より小さい抵抗値の可変抵抗 r とで形成され、この可変抵抗によって輪郭強調される色を微調整できるようにして体腔内部位の色に個人差がある場合とか、部位によって強調したい色が変わる場合にも対応できるようにしてある。この場合抵抗 R_{22} についても連動して変化させることによって、色相のみを微調整できるようにしたりすることもできる。

尚、上記各実施例ではエンハンス回路22の出力は輝度信号に加算しているが、これに限定されるものでなく、マトリックス回路21又は71と逆の機能を有する逆マトリックス回路を介して R 、 G 、 B 色信号に分解した後にエンハンス回路22を通さない R 、 G 、 B 色信号に加算するようにしても良い。

又、本発明はファイバ스코プの接眼部にCCD等を用いたテレビカメラを装着した電子内視鏡装置に対しても適用できる。

〔発明の効果〕

以上述べたように本発明によれば体腔内部位等、

特定の色に対してその特定の色を生成する手段と、その特定の色レベルの変化に対し、輪郭強調を行う手段とを設けてあるので、特定の色レベルが変化する病変部位等を際立たせることができる。

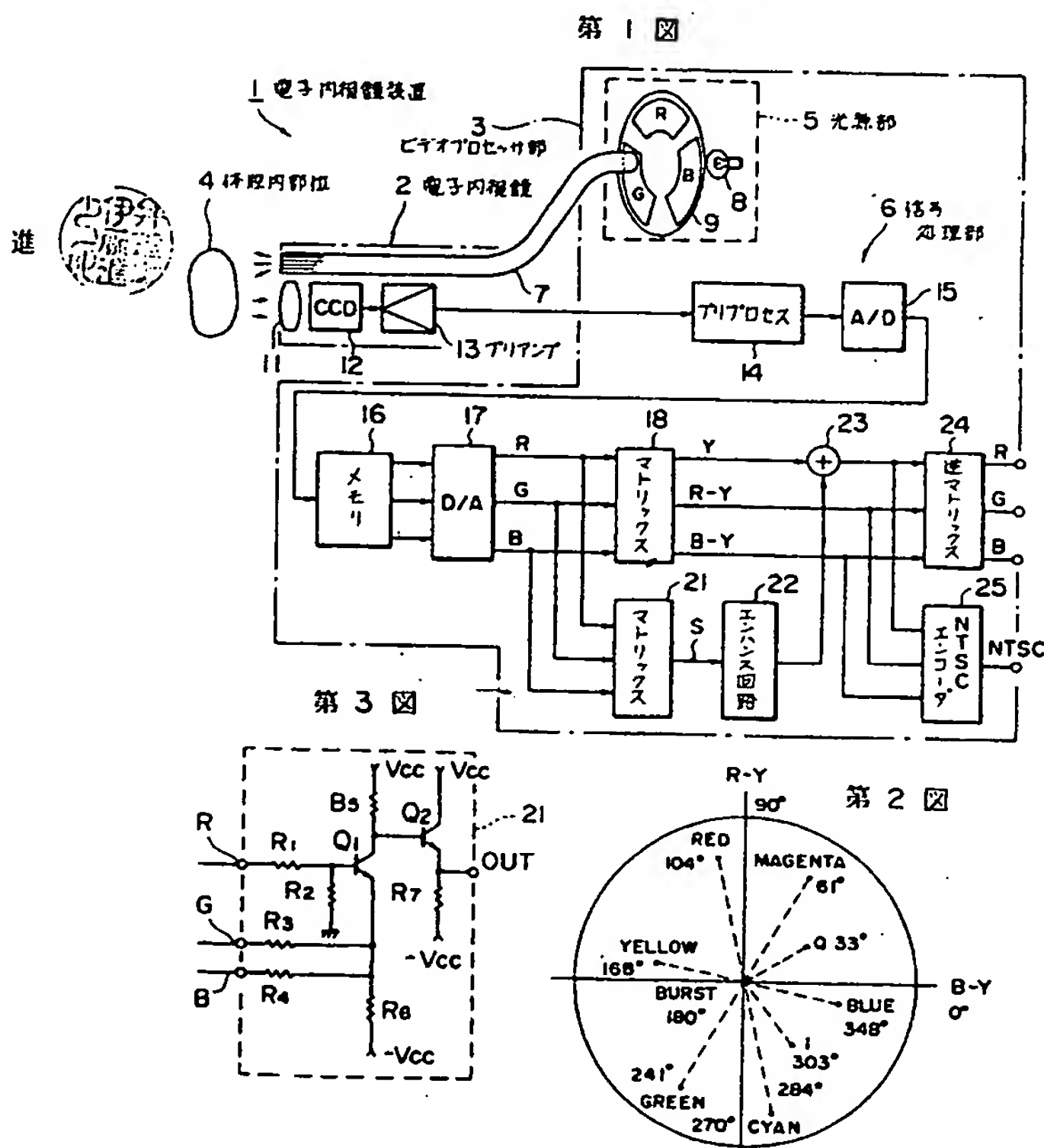
4. 図面の簡単な説明

第1図ないし第5図は本発明の第1実施例に係り、第1図は第1実施例の電子内視鏡装置を示す構成図、第2図は色相を色差座標で表わしたベクトルスコープ図、第3図は特定の色信号を生成するマトリックス回路の具体的構成を示す回路図、第4図はエンハンス回路の構成図、第5図は第4図の動作説明用波形図、第6図は本発明の第2実施例の構成図、第7図は第2実施例におけるマトリックス回路の構成を示す回路図、第8図は第2実施例におけるマトリックス回路の他の構成例を示す回路図である。

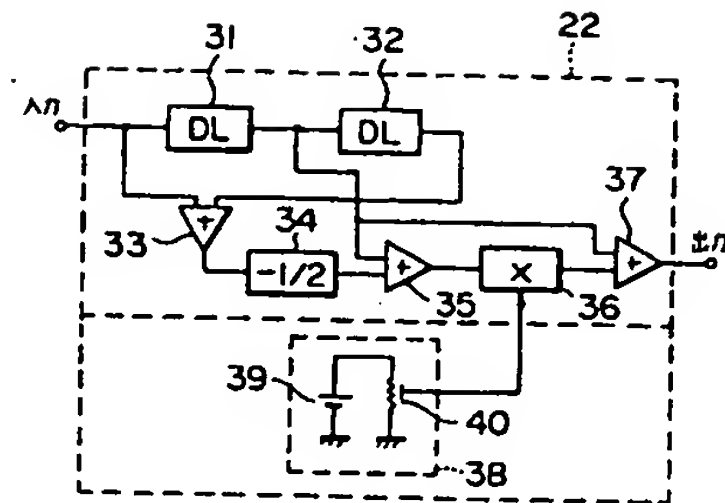
- 1…電子内視鏡装置 2…電子内視鏡
- 3…ビデオプロセッサ部
- 5…光源部 12…CCD
- 16…メモリ

- 17…D/Aコンバータ
- 21…マトリックス回路
- 22…エンハンス回路 23…加算器

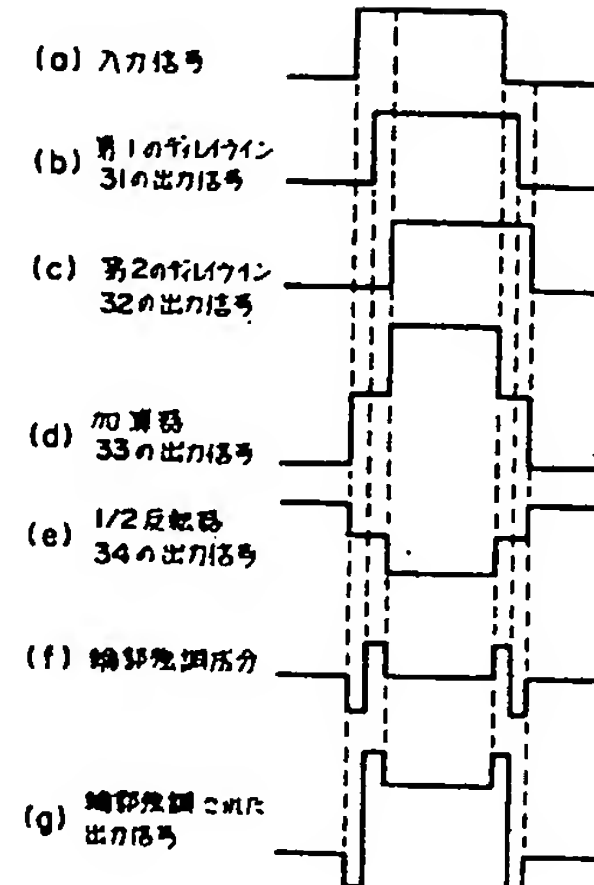
代理人 弁理士 伊藤 進



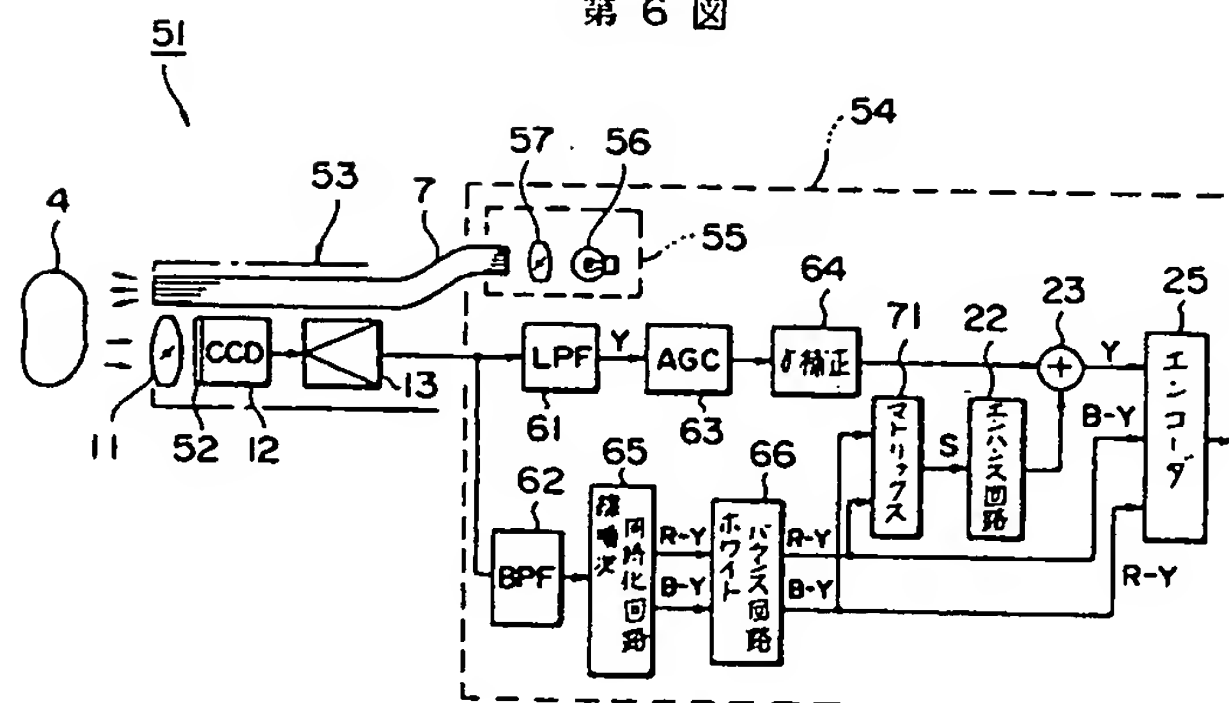
第4図



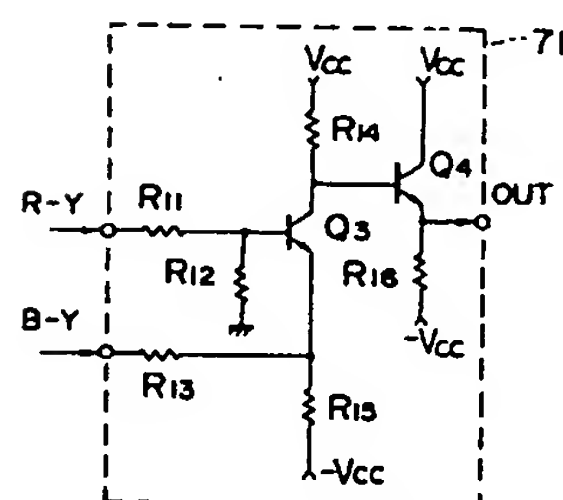
第5図



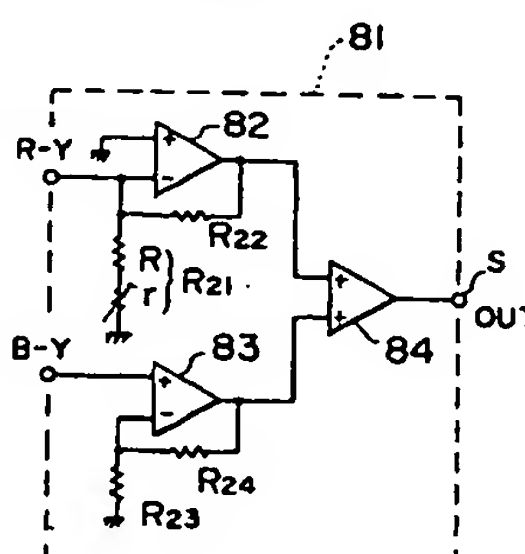
第6図



第7図



第8図



手続補正書(自発)

昭和63年1月12日

特許庁長官 小川 邦夫 殿

1. 事件の表示 昭和62年特許願第69911号

2. 発明の名称 電子内視鏡装置

3. 補正をする者
事件との関係 特許出願人

住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目43番2号
名 称 (037) オリンパス光学工業株式会社
代表者 下山 敏郎

4. 代理人
住 所 東京都新宿区西新宿7丁目4番4号
武蔵ビル6階 ☎(371) 3561
氏 名 (7623) 弁理士 伊藤 進

5. 補正命令の日付 (自 発)

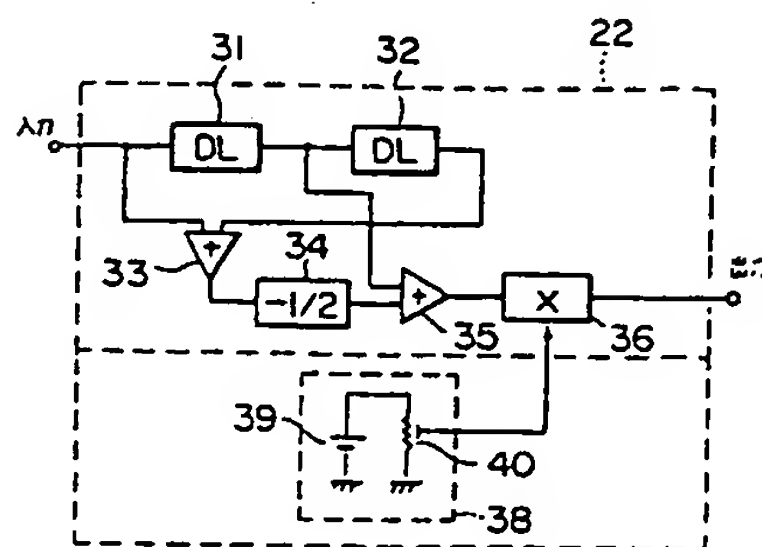
6. 補正の対象 明細書の「発明の詳細な説明」の欄
図面「第4図」、「第5図」

7. 補正の内容 別紙の通り

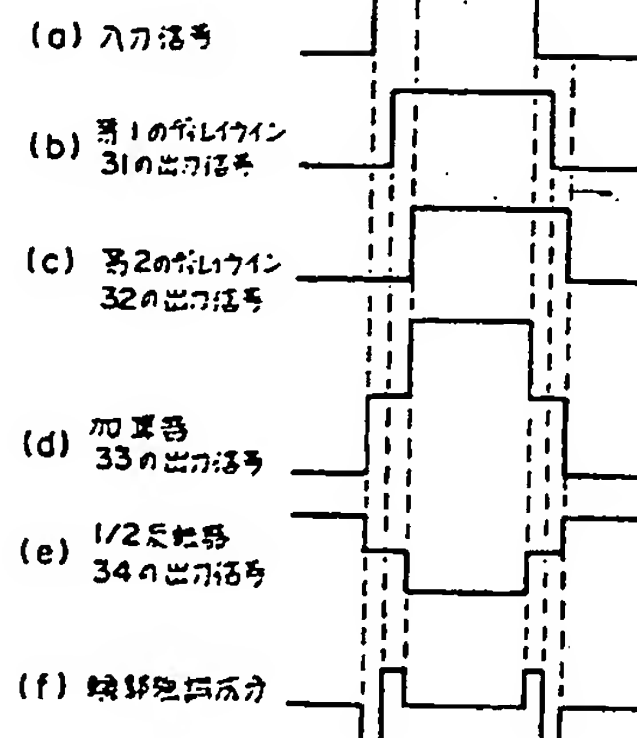
1. 明細書中第11ページの第10行目ないし第13行目に「…掛算器36と、この掛算器36の出力信号と前記第1のディレイライン31の出力信号とを加算して出力する加算器37と、強調量設定回路38とからなる。」とあるのを「…掛算器36と強調量設定回路38とからなる。」に訂正します。

2. 明細書中第12ページの第13行目ないし第16行目に「…掛算器36で所定の大きさに設定され、加算器37で、前記第1のディレイライン31の出力信号(b)と加算され、輪郭強調された出力信号(g)が得られる。」とあるのを「…掛算器36で所定の大きさに設定される。」に訂正します。

第4図



第5図



Date: July 25, 2008

Declaration

I, Michihiko Matsuba, President of Fukuyama Sangyo Honyaku Center, Ltd., of 16-3, 2-chome, Nogami-cho, Fukuyama, Japan, do solemnly and sincerely declare that I understand well both the Japanese and English languages and that the attached document in English is a full and faithful translation, of the copy of Japanese Unexamined Patent No. Sho-63-234937 laid open on September 30, 1988.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "m. matsuba", with a stylized flourish at the end.

Michihiko Matsuba

Fukuyama Sangyo Honyaku Center, Ltd.

ELECTRONIC ENDOSCOPE DEVICE

Japanese Unexamined Patent No. Sho-63-234937

Laid-open on: Sept. 30, 1988

Application No. Sho-62-69911

Filed on: March 24, 1987

Inventor: Akihiko Miyazaki

Applicant: Olympus Optical Co., Ltd.

Patent Attorney: Susumu Itoh

SPECIFICATION

1. TITLE OF THE INVENTION

ELECTRONIC ENDOSCOPE DEVICE

2. WHAT IS CLAIMED IS;

An electronic endoscope device, displaying, on a color monitor, an image pickup signal captured using a solid-state image pickup element,

the electronic endoscope device comprising: a matrix circuit, generating a specific color signal; and a contour enhancing unit, performing contour enhancement of the color signal generated by the matrix circuit.

3. DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

[Industrial Field of the Invention]

The present invention relates to an electronic endoscope, including a contour enhancing unit that enhances a contour of change from a specific color.

[Prior Arts]

Recently, various endoscopes using a CCD or other solid-state image pickup unit (referred to hereinafter as "electronic endoscopes" or "electronic scopes") are being proposed to take the place of optical endoscopes (also referred to as "fiberscopes") with which an image guide is formed using a fiber bundle.

In comparison to a fiberscope, an electronic endoscope has many merits such as being easy in recording and reproduction of an image, easy in performing image processing, etc., and is positioned to become widely used in the future.

With a conventional television camera, etc., a luminance signal Y and color difference signals R-Y and B-Y are generated from captured R, G, and B color signals, and picture definition is improved by performing a contour enhancing process on the luminance signal Y. Although there are electronic endoscopes that are arranged to perform contour enhancement in likewise manner, for example, in a frame sequential type electronic endoscope, a contour enhancement amount is the same for each

of the captured R, G, and B color signals.

[Problems to be Solved by the Invention]

However, as described above, when contour enhancement is performed on just the luminance signal Y or performed by the same amount on each of the R, G, and B color signals, the respective color components are contour enhanced in common. Thus, for example, even in a case where a specific color component characterizes an affected portion, color components other than the specific color component are also contour-enhanced, and changes of the specific color component become inconspicuous and a processed image suitable for diagnosis cannot be obtained.

The present applicant thus proposed, for example, a related art example of performing contour enhancement with each of R, G, and B in Japanese Patent Application No. Sho-61-181630.

[Problems to be Solved by the Invention]

With the abovementioned related art example, although contour enhancement can be performed on each of R, G, and B independently, because the three are independent, for a case where contour enhancement is to be performed near a hue close to that of a normal site within a body cavity, a settable hue range may be too wide and setting of a target hue may be troublesome.

The present invention has been made in view of the above point, and an object thereof is to provide an electronic

endoscope device, with which contour enhancement can be performed to enable identification of an affected portion, etc., without requiring any troublesome operations.

[Means for Solving Problems]

With the present invention, a color signal generating unit, generating, from an output signal of an image pickup unit, a color signal corresponding to a hue of an internal body portion, etc., to be subject to contour enhancement, and a contour enhancing unit, performing contour enhancement with respect to a level change of the color signal, are provided to perform contour enhancement on a level changing portion of a specific color signal component in the output signal of the image pickup unit.

[Preferred Embodiment]

The present invention shall now be described in detail with reference to the drawings.

FIGS. 1 to 5 concern a first embodiment according to the present invention with FIG. 1 showing an electronic endoscope device according to the first embodiment, FIG. 2 showing a vectorscope expressing colors by color difference coordinates, FIG. 3 showing a configuration of a matrix circuit that generates a contour enhancement color signal, FIG. 4 showing an example of enhancing circuit for contour enhancement, and FIG. 5 being

a diagram for describing an operation of the circuit of FIG. 4.

As shown in FIG. 1 the electronic endoscope device 1 according to the first embodiment is constituted of an electronic endoscope 2, including an inserted portion formed to be elongate to enable insertion into a body cavity, a video processor unit 3, connected to a universal cord of the electronic endoscope 2, and an unillustrated color monitor, displaying an intracavity site 4 or other subject according to an output signal of the video processor unit 3.

Inside the video processor unit 3 are housed a frame sequential type light source unit 5 and a signal processing unit 6.

A light guide 7, transmitting illumination light, is inserted through the inserted portion of the electronic endoscope 2, transmits the illumination light supplied to one end face from the light source unit 5, and illuminates the illumination light from a tip end face to an intracavity site 4. The light source unit 5 includes a white lamp 8 and a rotary filter 9, provided with red, green, and blue color transmitting filters that convert the white light of the lamp 8 to light of red, green, and blue wavelengths, that is, to R, G, and B illumination light, and the rotary filter 9 is rotatingly driven by an unillustrated motor. The R, G, and B illumination light are thus supplied

through the rotary filter 9 to the incidence end of the light guide 7 and the intracavity site is sequentially illuminated by the R, G, and B illumination light transmitted by the light guide 7. An image of the illuminated intracavity site 4 or other subject is formed by an objective lens 11 on an image pickup surface of a CCD 12 or other solid-state image pickup element. A photoelectric conversion output of the CCD 12 is amplified by a preamp 13 and input via a signal cable into a preprocessing circuit 14 that constitutes the signal processing unit 6. The signal input into the preprocessing circuit 14 is subject to correction of white balance by a white balance circuit within the circuit and, after being subject to γ correction by a γ correction circuit and other signal processing, is converted into a digital signal by an A/D converter 15. In regard to the signal converted into the digital signal, the signals respectively captured under R, G, and B illumination are written one frame at a time in a frame memory 16. The signal data written into the frame memory 16 are read simultaneously and converted by a D/A converter 17 into R, G, and B analog signals. The R, G, and B signals are input into a matrix circuit 18 and converted into a luminance signal Y and color difference signals R-Y and B-Y.

The R, G, and B color signals, converted by the D/A converter

17, are also input into a matrix circuit 21 for generating a specific color signal, and a color signal S for a color for which contour enhancement is to be performed is thereby generated. The color signal S is, for example, a color signal that expresses a color of a portion of the intracavity site 4 illuminated from the exit end of the light guide 7.

The output signal S of the matrix circuit 21 is input into an enhancing circuit 22 that performs contour enhancement and outputs a contour enhanced component with respect to a level change of the color of the intracavity site 4 portion.

The luminance signal generated by the matrix signal 18 and the contour enhanced signal from the enhancing circuit 22 are added by an adder 23 and then respectively input along with the color difference signals R-Y and B-Y, output from the matrix circuit 18, into an inverse matrix circuit 24 and an NTSC encoder 25.

The signals input into the inverse matrix circuit 24 are output as three RGB primary color signals, and the signals input into the NTSC encoder 25 are output as an NTSC composite video signal.

The matrix circuit 21, which is a principal portion of the first embodiment, is set in accordance with the color of the actual intracavity site 4. For example, if the color of the

illuminated intracavity site 4 is magenta on a vector scope having an R-Y axis and a B-Y axis as coordinate axes as shown in FIG. 2, this color is located at a position 61° from the B-Y axis, and rotation of the B-Y axis by 61° is expressed by a rotation formula as follows:

$$\begin{pmatrix} \cos 61^\circ & -\sin 61^\circ \\ \sin 61^\circ & \cos 61^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B-Y \\ R-Y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 61^\circ & \sin 61^\circ \\ -\sin 61^\circ & \cos 61^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B-Y \\ R-Y \end{pmatrix}$$

Thus,

$$\cos 61^\circ (B-Y) - \sin 61^\circ (R-Y) = 0.485(B-Y) - 0.875(R-Y) = 0.485B - 0.875R + 0.39Y.$$

Meanwhile, because $Y = 0.30R + 0.59G + 0.11B$, $\cos 61^\circ (B-Y) - \sin 61^\circ (R-Y) = 0.758R + 0.23G + 0.526B$. This becomes the magenta axis and, the matrix circuit 21 is configured as shown in FIG. 3. The color signal R is applied via a resistor R1 to a base of a transistor Q1. The base of the transistor Q1 is grounded via a resistor R2. The color signals G and B are applied via resistors R3 and R4, respectively, to an emitter of the transistor Q1. A collector of the transistor Q1 is connected via a resistor R5 to a positive power supply terminal Vcc, and the emitter of the transistor Q1 is connected via a resistor R6 to a negative power supply terminal -Vcc. The collector of the transistor Q1 is also connected to a base of

a transistor Q2 that forms an emitter-follower for conversion to and output at low impedance. A collector of the transistor Q2 is connected to the positive power supply terminal Vcc, and an emitter of the transistor is connected via a resistor R7 to the negative power supply terminal -Vcc and to a signal output terminal.

With the matrix circuit 21 with the above configuration, the transistor Q1 is base-grounded and non-inverted in output with respect to the color signals G and B. This base-grounded amplification A is $R5/(R3//R4)=R5(R3+R4)/R3 \cdot R4$, and an amplification AG for the G signal input via the resistor R3 is as follows:

$$A \cdot R4/(R3+R4)=R5/R3 \cdots (1)$$

Here, for example, $R3//R4$ expresses a synthetic resistance value of the resistors R3 and R4 in parallel connection.

Likewise, an amplification AB for the B signal is:

$$A \cdot R3/(R3+R4)=R5/R3 \cdots (2)$$

Meanwhile, for the R signal, the transistor Q1 is emitter-grounded and inverted in output. An amplification AR

for the R signal is:

$$\begin{aligned} & -R5/(R3//R4//R6) \times R2/(R1+R2) \\ & = -R2R5(R4R6+R3R6+R3R4)/(R3R4R6(R1+R2)) \cdots (3) \end{aligned}$$

The resistors R1 to R6 are thus set so that
AR:AG:AB=(3):(1):(2)=-0.758:0.23:0.528.

The matrix circuit 21 extracts a color signal component of magenta, and the signal level of output from the circuit changes in accordance with a level change of this color signal component. The output signal of the matrix signal 21 is contour-enhanced by the enhancing circuit 22. The enhancing circuit 22 has, for example, a configuration shown in FIG. 4.

As shown in FIG. 4, the contour enhancing circuit 22 is constituted of first and second delay lines (DL) 31 and 32, delaying an input signal, an adder 33, adding the input signal and an output signal of the serially connected delay lines 31 and 32, a 1/2 inverter 34, halving and inverting an output signal of the adder 33, an adder 35, adding an output signal of the 1/2 inverter 34 and an output signal of the first delay line 31, a multiplier 36, multiplying an output signal of the adder 35 to a predetermined magnitude, an adder 37, adding an output signal of the multiplier 36 and the output signal of the first

delay line and outputting the addition result, and an enhancement amount setting circuit 38.

The enhancement amount setting circuit 38 is constituted of a power supply 39 and a variable resistor 40, connected to the power supply 39, and applies a DC voltage, resulting from voltage division by the variable resistor 40, to a multiplication setting terminal of the multiplier 36.

An operation of the enhancing circuit 22 shall now be described with reference to FIG. 5.

For example, an input signal such as that indicated by FIG. 5A is delayed, for example, by one pixel at a time by the first and second delay lines 31 and 32 as indicated by FIG. 5B and 5C, respectively. The output signal (FIG. 5C) of the second delay line 32, which is delayed by two pixels, and the input signal (FIG. 5A) are added by the adder 33 to obtain an output signal (FIG. 5D). The output signal (FIG. 5D) of the adder 33 is halved and inverted by the 1/2 inverter 34 to obtain an output signal (FIG. 5E). The output signal (FIG. 5E) of the 1/2 inverter 34 and the output signal (FIG. 5B) of the first delay line 31 are added by the adder 35 to obtain a contour enhancement component (FIG. 5F). The contour enhancement component (FIG. 5F) is set to a predetermined magnitude by the multiplier 36 and added to the output signal (FIG. 5B) of the first delay

line 31 by the adder 37 to obtain a contour-enhanced output signal (FIG. 5G).

The multiplication value at the multiplier 36 is determined by the DC voltage level input from the variable resistor 40 of the enhancement amount setting circuit 38. Thus, by adjusting the variable resistor 40, the contour enhancement amount at the enhancing circuit 22 can be set to any amount. As the variable resistor 40, an electronic volume, controlled by a microcomputer, etc., may be used.

In a case where each of the first and second delay lines 31 and 32 delays the input signal by one pixel as described above, a contour in a horizontal direction of an image plane is enhanced. The delay amount of each of the first and second delay lines 31 and 32 may be greater than one pixel, and when the delay amount is increased, a contour of a low frequency component can be enhanced. Furthermore, by setting the delay amount of each of the first and second delay lines 31 and 32 to an amount corresponding to a single horizontal scan line, a contour in a vertical direction of the image plane can be enhanced. Also, by using two enhancing circuits 22 and performing contour enhancement in the horizontal direction of the image plane with one circuit and performing contour enhancement in the vertical direction of the image plane with the other circuit,

two-dimensional contour enhancement is enabled.

With the first embodiment configured as described above, because a specific color signal of the intracavity site 4, etc., is generated by the matrix circuit 21 and selective contour enhancement is performed with respect to the level change of the color signal by the enhancing circuit 22, for example, when there is an affected site or other site that is same in brightness (lightness) but slightly changed in hue with respect to a normal site in the intracavity site 4, the output signal level of the matrix circuit 21 changes and contour enhancement by the enhancing circuit 22 is performed with respect to this level change of the output signal. Thus, by using the first embodiment, an affected portion can be made to stand out effectively to enable oversight of the affected portion to be prevented and a state of the affected portion to be made known in more detail, and the first embodiment is thus an effective means for diagnosis.

FIG. 6 shows an electronic endoscope device 51 according to a second embodiment of the present invention.

This embodiment can be used with an electronic endoscope 53, having a mosaic filter 52 disposed on the image pickup surface of the CCD 12. White light of a white lamp 56, constituting a white light source unit 55 inside a video processor unit 54,

is converged by a condenser lens 57 and illuminated onto the incident end face of the light guide 7, and white light is illuminated from the exit end of the light guide 7 onto the intracavity site 4 or other subject.

A subject image formed on the image pickup surface of the CCD 12, on which the mosaic filter 52 is disposed, is subject to color separation by the mosaic filter 52. The photoelectrically converted signal is amplified by the preamp 13 and thereafter input into a low-pass filter (LPF) 61, constituting the video processor unit 54, to extract the luminance signal Y and also input into a band-pass filter (BPF) 62 to extract color difference signal components.

The luminance signal Y, output via the low-pass filter 61, is maintained at an appropriate output level by an AGC circuit 63 and converted to a luminance signal Y that is γ -corrected, generally at a 0.45 inclination, by a γ -correction circuit 64.

Meanwhile, the output signal of the band-pass filter 62 is line sequential, and after being synchronized by a line sequential synchronizing circuit 65, is input into a white balance circuit 66 to generate the white-balanced color difference signals R-Y and B-Y. The color difference signals R-Y and B-Y are input into a matrix circuit 71 for generating a specific color signal and the specific color signal S is thereby

generated. That is, the color signal S, which expresses the same color as the color of the portion of the intracavity site 4 that is illuminated by the light guide 7, is generated. When for example, the color is magenta, $0.485(B-Y) - 0.875(R-Y)$ becomes the magenta axis as in the first embodiment. The matrix circuit 71 in this case can thus be made to have the configuration shown in FIG. 7. The color difference signal R-Y is applied via a resistor R11 to a base of a transistor Q3. The base is grounded via a resistor R12. Meanwhile, the color difference signal B-Y is applied via a resistors R13 to an emitter of the transistor Q3. A collector of the transistor Q3 is connected via a resistor R14 to the positive power supply terminal Vcc, and the emitter is connected via a resistor R15 to the negative power supply terminal -Vcc. The collector of the transistor Q3 is also connected to a base of a transistor Q4 that forms an emitter-follower. A collector of the transistor Q4 is connected to the positive power supply terminal Vcc, and an emitter of the transistor is connected via a resistor R16 to the negative power supply terminal -Vcc. The emitter of the transistor Q4 is connected to an output terminal.

With the matrix circuit 71 with the above configuration, an amplification AB-Y for the color difference signal B-Y is:

$$AB-Y=R14/R13 \cdots (4)$$

An amplification AR-Y for the color difference signal R-Y is:

$$\begin{aligned} AB-Y &= -R14 / (R13 // R15) \times R12 / (R11 + R12) \\ &= -R12R14 (R13 + R15) / (R13R15 (R11 + R12)) \cdots (5) \end{aligned}$$

The resistors R11 to R14 are thus set so that $AB-Y:AR-Y=(4):(5)=0.485:-0.875$.

The matrix circuit 71 is arranged to change in level with respect to the magenta color. This signal is contour-enhanced by the enhancing circuit 22 to take out a contour enhancement component for the level change of the magenta color. The contour enhancement component is added to the luminance signal Y by the adder 23, then input along with the color difference signals R-Y and B-Y into the NTSC encoder 25, and output as an NTSC composite video signal.

Actions and effects of the second embodiment are substantially the same as those of the first embodiment.

The matrix circuit 21 or 71 in the first embodiment or the second embodiment is not restricted to that shown in FIG. 3 or 7 and, for example, can be constituted using an operation amplifier (referred to as "op-amp"). For example, as the matrix

circuit 71 of FIG. 6, a matrix circuit 81 shown in FIG. 8 may be used.

That is, an op-amp 82 constitutes an inverting amp with resistors R21 and R22 for the color difference signal R-Y, and an op-amp 83 constitutes a non-inverting amp with resistors R23 and R24 for the color difference signal B-Y. Outputs of the amps 82 and 83 are input into an adder 84 that outputs the color signal S as an addition result. Here, an amplification of the inverting amp is $-R22/R21$, an amplification of the non-inverting amp is $(R23+R24)/R23$, and these are set, for example, for the color magenta so that a ratio of the amplification values becomes $-0.875:0.485$.

With the matrix circuit 81, for example, the resistor R21 is constituted of a fixed resistor R and a variable resistor r of lower resistance value than the resistor R so that the color to be contour-enhanced can be finely adjusted by the variable resistor to accommodate cases where there are individual differences in the color of the intracavity site or cases where a color to be enhanced differs according to site. In this case, by making the resistor R22 also change in a coupled manner, it becomes possible to finely adjust just the hue.

Although with each of the above embodiments, the output of the enhancing circuit 22 is added to the luminance signal, the

present invention is not limited thereto, and arrangements can be made to perform addition to R, G, and B color signals that are not passed through the enhanced circuit 22 after separation into the R, G, and B color signals via an inverse matrix circuit with a function that is inverse that of the matrix circuit 21 or 71.

The present invention can also be applied to an electronic endoscope device, with which a television camera, using a CCD, etc., is mounted on an ocular portion of a fiberscope.

[Effects of the Invention]

As described above, with the present invention, because a unit, generating a specific color for a specific color of an intracavity site, etc., and a unit, performing contour enhancement on a change of level of the specific color, are provided, an affected site, etc., at which the level of the specific color changes can be made to stand out.

4. BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

FIGS. 1 to 5 concern a first embodiment according to the present invention and FIG. 1 is a configuration diagram of an electronic endoscope device according to the first embodiment, FIG. 2 is a vectorscope diagram expressing hues with color

difference coordinates, FIG. 3 is a circuit diagram of a specific configuration of a matrix circuit that generates a specific color signal, FIG. 4 is a configuration diagram of an enhancing circuit, FIG. 5 is a waveform diagram for describing an operation of the circuit of FIG. 4, FIG. 6 is a configuration diagram of a second embodiment according to the present invention, FIG. 7 is a circuit diagram of a configuration of a matrix circuit in the second embodiment, and FIG. 8 is a circuit diagram of another configuration example of a matrix circuit in the second embodiment.

1 ... electronic endoscope device 2 ... electronic endoscope
3 ... video processor unit
5 ... light source unit 12 ... CCD
16 ... memory
17 ... D/A converter
21 ... matrix circuit
22 ... enhancing circuit 23 ... adder

Representative Susumu Itoh, Patent Attorney

FIG. 1

- 1 Electronic endoscope device**
- 2 Electronic endoscope**
- 3 Video processor unit**
- 4 Intracavity site**
- 5 Light source unit**
- 6 Signal processing unit**
- 13 Preamp**
- 14 Preprocessing circuit**
- 16 Memory**
- 18 Matrix circuit**
- 21 Matrix circuit**
- 22 Enhancing circuit**
- 24 Inverse matrix circuit**
- 25 NTSC encoder**

FIG. 4

Output

FIG. 5

- (a) Input signal**
- (b) Output signal of first delay line 31**
- (c) Output signal of second delay line 32**

- (d) Output signal of adder 33
- (e) Output signal of 1/2 inverter 34
- (f) Contour enhancement component
- (g) Contour-enhanced output signal

FIG. 6

- 22 Enhancing circuit**
- 25 Encoder**
- 64 γ -correction circuit**
- 65 Line sequential synchronizing circuit**
- 66 White balance circuit**
- 71 Matrix circuit**

AMENDMENTS (VOLUNTARY)

Jan. 12, 1988

To: Mr. Kunio Ogawa, Chief of the Patent Office

1. Indication of the Case Japanese Patent Application No.
Sho-62-69911

2. Title of the Invention Electronic Endoscope Device

3. Person Making the Amendments

Relation to Case Patent Applicant

Address 43-2 2-chome Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

Name (037) Olympus Corporation

Toshiro Shimoyama, Representative

4. Agent

Address 6F Musashi Bldg.

4-4 7-chome Nishishinjuku, Shinjuku-ku, Tokyo

TEL: (371) 3561

Name (7623) Susumu Itoh, Patent Attorney

5. Date of the Amendments(voluntary)

6. Amended Object(s) "DETAILED DESCRIPTION OF THE
INVENTION" section of the Specification.

"FIG. 4" and "FIG. 5" of the Drawings.

7. Contents of the Amendments As indicated in separate
sheet.

1. "... a multiplier 36, multiplying an output signal of the adder 35 to a predetermined magnitude, an adder 37, adding an output signal of the multiplier 36 and the output signal of the first delay line and outputting the addition result, and an enhancement amount setting circuit 38." in line 10 to line 13 of page 11 of the Specification is amended to read: "... a multiplier 36, and an enhancement amount setting circuit 38."
2. "... is set to a predetermined magnitude by the multiplier 36 and added to the output signal (FIG. 5B) of the first delay line 31 by the adder 37 to obtain a contour-enhanced output signal (FIG. 5G)." in line 13 to line 16 of page 12 of the Specification is amended to read: "... is set to a predetermined magnitude by the multiplier 36."

FIG. 4

Output

FIG. 5

(a) Input signal

(b) Output signal of first delay line 31

(c) Output signal of second delay line 32

(d) Output signal of adder 33

(e) Output signal of 1/2 inverter 34

(f) Contour enhancement component